

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : **2001-108748**
 (43)Date of publication of application : **20.04.2001**

(51)Int.Cl.

G01T 1/00
 H01L 27/14
 H01L 31/09
 H04N 5/32

(21)Application number : **2000-221410**

(71)Applicant : **CANON INC**

(22)Date of filing : **21.07.2000**

(72)Inventor : **MORISHITA MASAKAZU**

(30)Priority

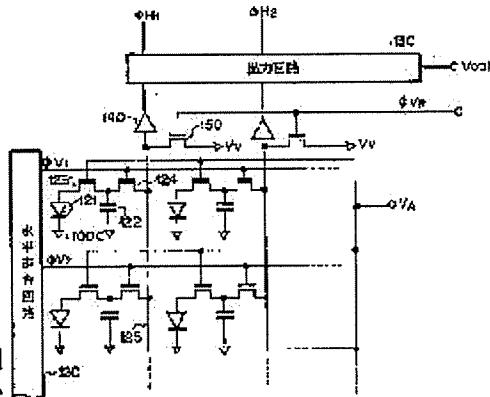
Priority number : **11217410** Priority date : **30.07.1999** Priority country : **JP**

(54) RADIOGRAPHIC IMAGE PICKING-UP DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a radiographic image picking-up device having linearity in sensor sensitivity used favorably for medical care and non-destructive inspection.

SOLUTION: This device is provided with plural input picture elements of which each is provided with a charge conversion means 121 for converting an incident radiation into a charge, a charge accumulating means 122 for accumulating the converted charge, a control means 123 arranged between the means 121, 122 to control an electric field applied to the charge conversion means 121, and a reading-out means 124 for reading out the charge accumulated in the charge accumulating means 122 or a reading-out means for reading out a signal based on a potential due to the charge accumulated in the means 122, an output line connected to the plural picture elements to output the charge read out from the input picture elements, and a switching means for resetting the charge accumulating means 122.



(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2001-108748

(P2001-108748A)

(43)公開日 平成13年4月20日 (2001.4.20)

(51)Int.Cl.⁷

G 0 1 T 1/00
H 0 1 L 27/14
31/09
H 0 4 N 5/32

識別記号

F I

G 0 1 T 1/00
H 0 4 N 5/32
H 0 1 L 27/14
31/00

テマコード(参考)

B
K
A

審査請求 未請求 請求項の数27 ○L (全 18 頁)

(21)出願番号 特願2000-221410(P2000-221410)
(22)出願日 平成12年7月21日 (2000.7.21)
(31)優先権主張番号 特願平11-217410
(32)優先日 平成11年7月30日 (1999.7.30)
(33)優先権主張国 日本 (JP)

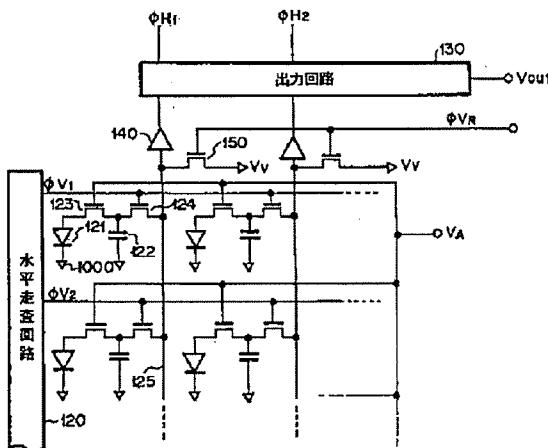
(71)出願人 000001007
キヤノン株式会社
東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(72)発明者 森下 正和
東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤ
ノン株式会社内
(74)代理人 100065385
弁理士 山下 築平

(54)【発明の名称】 放射線撮像装置

(57)【要約】

【課題】 医療用、非破壊検査用に好適に用いられるセンサ感度の直線性を有する放射線撮像装置を提供する。

【解決手段】 放射線撮像装置は、入射した放射線を電荷に変換する電荷変換手段121と、変換された電荷を蓄積する電荷蓄積手段122と、電荷変換手段と電荷蓄積手段との間に設けられた、電荷変換手段に加えられる電界を制御する制御手段123と電荷蓄積手段に蓄積された電荷を読み出す読み出し手段124又は電荷蓄積手段に蓄積された電荷による電位に基づく信号を読み出す読み出し手段とを備えた入力画素の複数と、該入力画素から読み出された電荷を出力する、該入力画素の複数に接続された出力線と、該電荷蓄積手段をリセットするためのスイッチ手段を有する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 入射した放射線を電荷に変換する電荷変換手段と、変換された前記電荷を蓄積する電荷蓄積手段と、前記電荷変換手段と前記電荷蓄積手段との間に設けられた、前記電荷変換手段に加えられる電界を制御する制御手段と、前記電荷蓄積手段に蓄積された電荷に基づく信号を読み出す読み出し手段と、を有する入力画素の複数、該入力画素から読み出された電荷を出力する、該入力画素の複数に接続された出力線、前記電荷蓄積手段をリセットするためのスイッチ手段、を有することを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項 2】 前記電荷に基づく信号は、前記電荷による電位に基づく信号である請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 3】 前記電荷変換手段の一方の端子の電位を所望の電位にするためのセンサ電位固定手段を有する請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 4】 前記スイッチ手段は、前記電荷蓄積手段の一方の端子の電位を所望の電位にするための蓄積電位固定手段に接続されている請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 5】 前記スイッチ手段は、前記電荷蓄積手段の一方の端子の電位を所望の電位にするための蓄積電位固定手段に接続されている請求項 3 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 6】 前記スイッチ手段は、一端が該出力線側に接続され、他端が前記電荷蓄積手段の一方の端子の電位を所望の電位にするための蓄積電位固定手段に接続されている請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 7】 前記スイッチ手段は、一端が該出力線側に接続され、他端が前記電荷蓄積手段の一方の端子の電位を所望の電位にするための蓄積電位固定手段に接続されている請求項 3 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 8】 前記電荷変換手段が、p n 構造を有している請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 9】 p n 構造を構成する一方の導電型半導体領域の周辺に、電界緩和のためのガード領域を有する請求項 8 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 10】 前記電荷変換手段が、導電変調型素子である請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 11】 前記入力画素は、二次元マトリクス状に配置されている請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 12】 少なくとも前記制御手段、前記電荷蓄積手段及び前記読み出し手段が、同一の絶縁基板上に形成されている請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 13】 前記電荷変換手段が、前記絶縁基板上に積層されている請求項 12 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 14】 画像情報成分と雑音成分を含む信号を記憶する手段と、

雑音成分を記憶する手段と、

前記画像情報成分と雑音成分を含む信号から前記雑音成分をさし引く手段と、
を有する請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 15】 前記電荷変換手段の p n 構造は、半導体単結晶基板に作製されている請求項 8 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 16】 前記半導体基板は、バンドギャップ 1 eV 以上エネルギー bandwidth を有する請求項 15 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 17】 前記電荷変換手段の一方の端子の電位を所望の電位にするためのセンサ電位固定手段を有し、該センサ電位固定手段は、そのオフ時に一定電位を与え、前記電荷蓄積手段の電位が過大電位時に、前記電位固定手段が、過大電荷を掃き出す掃き出し手段として動作する請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 18】 前記電荷蓄積手段の一方の端子の電位を所望の電位にするための蓄積電位固定手段を有し、該蓄積電位固定手段は、そのオフ時に一定電位を与え、前記蓄積手段の電位が過大電位時に、前記電位固定手段が、過大電荷を掃き出す掃き出し手段として動作する請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 19】 前記電荷変換手段の一方の端子の電位を所望の電位にするためのセンサ電位固定手段と、前記電荷蓄積手段の一方の端子の電位を所望の電位にするための蓄積電位固定手段とを有し、どちらか一方の電位固定手段が掃き出し手段として動作する請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 20】 前記電荷変換手段が、単結晶 G a A s を有する放射線撮像装置。

【請求項 21】 p n 接合を構成する一方の導電型半導体領域の領域全体に、電界緩和のための前記一方の導電型半導体領域の不純物濃度より低い同一導電型半導体領域を有する請求項 8 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 22】 少なくとも前記制御手段、前記読み出し手段が n 型薄膜トランジスタであり、前記 p n 接合の n 領域の端子が前記制御手段の n 型薄膜トランジスタのソースあるいはドレインに電気回路的に接続され、前記 p n 接合の p 領域の端子は、バイアス手段に接続され、p n 接合は逆バイアスされ前記半導体基板中に放射線検出に十分な空乏層を形成されている請求項 8 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 23】 少なくとも前記スイッチ手段と前記読み出し手段を同時にオンすることにより電荷蓄積手段をリセットするリセットモード、前記スイッチ手段と前記読み出し手段をオフし、前記電荷変換手段で入射放射線により発生した電荷を電荷蓄積手段に蓄積する蓄積モード、

前記読み出し手段をオン、スイッチ手段をオフし、前記電荷蓄積手段から出力線に信号電荷を出力する読み出し

モードの動作を有する請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 24】 前記蓄積モードと前記読み出しモードの間に、スイッチ手段をオン、読み出し手段をオフにし、出力線だけをリセットする出力線リセットモードを有する請求項 23 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 25】 少なくとも、前記読み出し手段、前記制御手段が薄膜トランジスタであり、前記薄膜トランジスタが非単結晶半導体を有する請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 26】 少なくとも、前記制御手段、前記電荷蓄積手段及び前記読み出し手段が前記絶縁基板上の1面に下部電極、絶縁膜、高抵抗半導体膜、低抵抗半導体膜及び上部電極の同じ層構成である請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 27】 少なくとも、前記制御手段、前記電荷蓄積手段及び前記読み出し手段が作製された前記絶縁基板上に、前記電荷変換手段を形成する複数の半導体基板が配置されている請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明が属する技術分野】本発明は、放射線撮像装置に係わり、特に、人体などの被検体を透過したX線などの放射線像を電子画像化するために好適に用いることができる放射線撮像装置に関する。

【0002】

【従来の技術】放射線の一つであるX線を電気信号に変換するX線撮像装置として、X線を光に変換するイメージ・インテンシファイア（I. I.）、テレビジョンカメラ及びテレビジョン装置を組み合わせ、X線像を得る方式がある（I. I. - TVシステム）。この方式は、イメージ・インテンシファイアのX線入力面サイズが撮影可能サイズとなる。入力面サイズは大体 16 インチ視野程度のものまである。

【0003】光に変換されたX線像はイメージ・インテンシファイア出力部で一度結像される。この出力像を、光学系を介して、テレビジョンカメラで撮像し、電気的映像として出力する。この方式では、X線像をリアルタイムに観察できる。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかし、この方式では、解像度が充分とは言えず改良の余地がある。又、フィルムと比較して、撮影装置が大きく、設置場所が限られたり、移動に制限を受けるなど取り扱い上の改善点を持っている。

【0005】（目的）本発明の目的は、上記X線撮像装置に好適に用いることができる放射線撮像装置を提供することにある。

【0006】又、本発明の目的は、入射した放射線に対

する感度特性の優れた放射線撮像装置を提供することである。

【0007】加えて、本発明の目的は、過大な入力がなされた場合でも、スイッチを介してのキャリア・オーバーフローを防止することが可能な放射線撮像装置を提供することである。

【0008】更に本発明の目的は、残像が少なく、安定した画像情報の電気的変換を行うことができる放射線撮像装置を提供することである。

【0009】又、本発明の目的は、より高感度化が可能な放射線撮像装置を提供することである。

【0010】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するための本発明は、入射した放射線を電荷に変換する電荷変換手段と、変換された前記電荷を蓄積する電荷蓄積手段と、前記電荷変換手段と前記電荷蓄積手段との間に設けられた、前記電荷変換手段に加えられる電界を制御する制御手段と、前記電荷蓄積手段に蓄積された電荷に基づく信号を読み出す読み出し手段と、を有する入力画素の複数、該入力画素から読み出された電荷を出力する、該入力画素の複数に接続された出力線、前記電荷蓄積手段をリセットするためのスイッチ手段、を有する放射線撮像装置である。

【0011】又、本発明は、入射した放射線を電荷に変換する電荷変換手段と、変換された前記電荷を蓄積する電荷蓄積手段と、前記電荷変換手段と前記電荷蓄積手段との間に設けられた、前記電荷変換手段に加えられる電界を制御する制御手段と、前記電荷蓄積手段に蓄積された電荷による電位に基づく信号を読み出す読み出し手段と、を有する放射線撮像装置である。

【0012】なお、本発明において、放射線とは、X線に限られるわけではなく、 α 、 β 、 γ 線等の電磁波を含んでよい。もちろん、X線がもっとも一般的である。

【0013】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施形態について、図面を用いて詳細に説明する。

【0014】図1は、本発明によるX線センサの概略的断面図である。

【0015】図1において、100は、X線のセンシング部で、X線の照射によって電子-正孔を生成する。生成されたキャリアの一方のキャリアは蓄積され、画像情報を有する信号として読み出される。200は、電気キャリアの読み出し部で、絶縁基板1の上にトランジスタ2などが形成されている。

【0016】X線センシング部100は、GaAs、GaP、Ge、Siなどの半導体からなる、 p^+ 層10、n-（又はi）層20、 n^+ 層30で構成され、空乏層が p^+ 層10とn-層20の界面から広がるpinダイオードと、 n^+ 層30上に形成される金属層31、32、 p^+ 層10下に形成された金属層11、12により

構成されている。金属層12はバリアメタルである。なお、図中40、50は保護膜である。X線センシング部100は、上記した半導体の単結晶基板に形成することができる。

【0017】読み出し部200は、絶縁基板1上に回路を構成するトランジスタ2を有する。トランジスタ2は、ゲート101、ソース、ドレイン102、活性層103、ソース、ドレインと接続される金属配線110からなる。トランジスタ2は、保護膜113で覆われている。薄膜トランジスタを構成する半導体材料としては、アモルファスシリコン、ポリシリコン、マイクロクリスタルシリコン等の非単結晶材料が好適に用いられる。これらは、大基板ガラス基板上に400°C以下の低温で作製することができるため、大面积基板を用いた大型のセンサ面を有した放射線撮像装置に最適である。111はA1層、112は金属層である。図1では図示されていないが、読み出し部200はキャパシタンスも有している。

【0018】読み出し部200の金属層112とX線センシング部100の金属層11とは、バンプ金属13によって接続されている。

【0019】トランジスタ2は、概略的等価回路図を示す図2のトランジスタ124に対応している。

【0020】なお、図23(A)は、読み出し部分200の他の一例を説明する模式的平面図、図23(B)は、図23(A)のX-X'における模式的断面図である。又、図23(A)に示される部材番号については、以下の図2に沿って説明する。

【0021】図2は、本発明によるX線撮像装置の一例を説明するための概略的等価回路である。

【0022】図2において、入力画素である単位セルは、電荷変換手段であるX線センサセル121、電荷蓄積手段である蓄積容量122、X線センサセル121からの信号を蓄積容量122に転送する、電界を制御する制御手段である第1のトランジスタ123、蓄積容量122から信号を読み出す、読み出し手段である第2のトランジスタ124を有する。この単位セルは、図2に示されるように、縦横に所望間隔で配置され、つまり、マトリクス状に配置されている。第1のトランジスタ123は、X線センサセル121に加えられる電界を制御する制御手段となる。

【0023】X線センサセル121は、第1のトランジスタと接続されていない他端に、X線センサセル121の該他端に所望の電位を与えるための、センサ電位固定手段が接続され、蓄積容量122の第1及び第2のトランジスタ123、124と接続されない他端には、蓄積容量122の該他端の電位を固定するための蓄積電位固定手段が接続される。

【0024】水平走査回路(シフトレジスター等の走査手段)120により、行ごとに各単位セルの第2のトランジ

ンジスタ124が選択されて、各単位セルの蓄積容量122から出力線125に信号が読み出され、この信号が、出力線125に接続されるアンプ140を介して出力回路130に入力され、出力回路130によって列ごとに順次出力される。各出力線125は、出力線リセットトランジスタ150により電位V_vに設定される。出力回路130は、例えば出力線ごとに設けられた蓄積容量(不図示)と、この蓄積容量と共通出力線とを接続するトランジスタ(不図示)とからなり、不図示の走査回路からφ_{H1}、φ_{H2}、…が出力回路130に順次入力されてトランジスタがオンして、蓄積容量から列ごとに信号が共通出力線に読み出されて出力される。

【0025】図23(A)及び図23(B)について説明する。

【0026】ガラス基板のような絶縁基板1上に、下部電極231、絶縁膜(シリコン窒化膜)232、高抵抗アモルファスシリコン233、n⁺アモルファスシリコン234及び上部電極235の層が順に形成されている。薄膜トランジスタ123、124と蓄積容量122は、図示されるように同一の積層膜構成で作製されている。同一の積層膜構成のため、作製工程が短く出来、製造コストが安く、かつ製造歩留まりも向上する。

【0027】金属層112は、トランジスタ123の主電極の一方となる。金属層112上にX線センシング部100が電気的に接続される。ここでは、各画素毎にセンシング部が分離された例が示されている。

【0028】絶縁基板1上に形成された非単結晶材料の薄膜トランジスタ回路部は、薄膜で形成されているために、大型の絶縁基板上に形成することが容易である。回路部を薄膜トランジスタで形成するのは、薄膜トランジスタは活性層が薄い(通常は0.5μm以下)ために、放射線吸収の確立が低く、放射線検出部であるX線センシング部100を通過した一部の放射線による材料損傷の問題が発生しにくくこと、放射線が読み出し回路中でほとんど吸収されないので、雑音が発生しづらく雑音特性が優れているという点で好適である。

【0029】放射線のX線センシング部100と読み出し回路部を積層構造にすることにより、X線センシング部は、100%の開口率を有していることになる。又、絶縁基板上に読み出し回路のみを形成することにより、X線の入射部領域のための面積を割く必要がないため、薄膜トランジスタのゲート幅を十分とすることが出来、薄膜トランジスタの高速動作化を図ることができる。形成される半導体の特性、画素数にもよるが、30FPS(1秒に30回の画像読み出し:フレーム/秒)から60FPSの情報の読み出しも十分達成することができる。

【0030】図3(A)は、単位セルの等価回路であり、図3(B)乃至図3(D)は、上記X線撮像装置の単位セルの動作を説明する概略的なボテンシャル図であ

る。図3 (B) 乃至図3 (D) において、横軸は単位セル上の場所を示し、縦軸は各場所でのボテンシャルを示す。

【0031】図3 (B) は、センサリセット状態を示すボテンシャル図である。図2に示す第2のトランジスタ124、出力線リセットトランジスタ150がオンすると、図3 (B) に示すように、蓄積容量122の電位は、リセット電圧 V_V となる。トランジスタ123のゲートに一定電圧 V_A を与えておくと、トランジスタ123は、常に $V_A - V_T$ (V_T はトランジスタ123のしきい値電圧) の電位となっている。

【0032】図3 (C) は、信号蓄積状態を示すボテンシャル図である。トランジスタ124がオフの状態で、X線がセンサセル121に照射されると、センサセル121中で、キャリアを生成し、そのキャリアが、トランジスタ123を介して蓄積容量122に蓄積され、蓄積容量122の電位が電位 V_V から変化する。

【0033】図3 (D) は、読み出し状態を示すボテンシャル図である。出力線リセットトランジスタ150がオフした状態で、トランジスタ124がオンすると、蓄積容量122に蓄積された電荷が出力線125に読み出される。

【0034】原理的には、上記のセンサリセット、信号蓄積及び読み出しの動作が繰り返される。

【0035】図4は、X線撮像装置の駆動の一例を説明するためのタイミングチャートである。

【0036】トランジスタ123のゲートに与える電圧を、一定電圧(電圧 V_A)とする。出力線125のリセット(リセット電圧 V_V)を、 ϕ_{VR} を V_R として、出力線リセットトランジスタ150をオンすることで行なった後、水平走査回路120で ϕ_{V1} にパルスを加え、蓄積容量122に蓄積された信号に、各出力線125に読み出し、各水平走査を ϕ_{H2} 、 $\phi_{H2} \dots$ と行なうことにより、出力回路130から順次出力(V_{out})がされる。

【0037】図1に示したX線センサの半導体材料によるX線の吸収は、光電効果、コンプトン及び電子対創生の3つのメカニズムによって決まる。図5に、SiとGeの例を示す。

【0038】医療用及び分析用などの用途では、0.1 MeV以下を使用することが多いので、主に光電効果によって吸収が決まる。

【0039】X線吸収は、原子番号が大きい材料の方が、吸収係数は大である。半導体で、pn接合による検出を考えた場合、バンドギャップが1eVより小さい場合は、室温で使う場合でも暗電流が多くなり、雑音特性が低下するので、それに対する対策が必要になる。したがって、バンドギャップ1eV以上で、pn接合の暗電流が小さく、かつ、X線吸収の大きい材料が望ましい。GaAsやGAP等は、バンドギャップがSiより大きく、放射線検出材料として好ましい。

【0040】図5に示した様に、Siは、X線の吸収係数が比較的小さいので、これを鑑みて、低エネルギー用とすれば良い。

【0041】図6は、半導体の材料の放射線によるキャリアの生成をするために必要なエネルギーを示す。横軸は半導体エネルギーギャップ、縦軸は生成に必要なエネルギーを示す。キャリア生成に必要なエネルギーについては、小さい方が、たくさんキャリアを発生するので望ましい。

【0042】GaAs、CdTeは5eV程度である。したがって、例えば、50keVのX線から10000個のキャリア対を生成することができる。GaAs、CdTeはバンドギャップも大きく、かつ、 ϵ (eV)が小さく、かつ、X線吸収が大きいために、X線検出材料として望ましい。

【0043】さらに、GaAsは、結晶の完全性が高く、暗電流が小さく、使用材料として望ましい。GaAsは、Geと非常に近いX線吸収特性を持つ。上記特性を鑑みると、照射されるX線量が制限される、医療用途などに好適に用いることができる。GaAsの量産性は、現在Si同様に良好であり、経済的にも非常に好適である。

【0044】図1のX線センサにおいて、X線を検出する部分(X線センシング部100)のn⁺層30、p⁺層10のところは、放射線(ここではX線)の不感帯となる。空乏層中でX線のキャリアへの変換が有効に行われる。

【0045】図7には、Siにおけるn⁺あるいはpの抵抗率をパラメータとし、印加電圧と空乏層の厚さを示す。抵抗率が100Ω·cm以上で高く、かつ、印加電圧は10V以上、望ましくは100V以上とすることが好ましい。1mm近くの空乏層にするには、1000V以上も印加電圧が求められる。GaAsでは、107Ω·cm以上の抵抗のウエハを作製できるので、Siに比べると低い電圧で、厚い空乏層が得られ、高感度化できる。又、GaAsは、Geと同様なX線吸収特性を有しているので、直接X線材料として好適である。

【0046】図2で、端子1000には、Siでは1000V以上の電圧を印加する。GaAsでは、より低い電圧となる。

【0047】トランジスタ(薄膜トランジスタ: TFT)123に、一定電圧 V_A を常に加えることにより、センサセル121のもう一方の電極は、常に $V_A - V_T$ になっている。そのため、センサセル121は、常に一定の電圧が印加され、空乏層の厚みも変化なく、安定な動作が可能である。

【0048】図8は、TiBr、CsI、SeのX線吸収特性を示す図である。

【0049】図24においては、単結晶の半導体を高抵抗X線検出部として使う例を示している。単結晶高抵抗

部 $20'$ の材料として、高抵抗を有すること($>10^7$ $\Omega \text{ cm}$)、暗電流(バンドギャップ ~ 1.5 eV)が小さいこと、大口径ウエハ(6インチ ϕ)ができるなどから、GaAsは特によい。 $10'$ はn+層を示している。

【0050】図9は、本発明の他の実施形態によるX線センサの断面図である。

【0051】本実施形態は、p+層10の周辺に、p+より低い濃度のp領域500(ガード領域となる)を設けることにより、X線検出器に高電圧印加をする場合の、周辺の急峻な電界の緩和を図り、pn接合の耐圧を改善したものである。

【0052】図10は、本発明の、さらに他の実施形態によるX線センサの断面図である。

【0053】本実施形態は、上部n+領域30を分離したものであり、解像度を改良するのに効果がある。33はn+領域30を分離する絶縁膜である。

【0054】図11は、本発明の、さらに他の実施形態によるX線センサの断面図である。

【0055】図11は、下側基板を単結晶基板にした例である。単結晶基板114を用いることで、周辺回路も下側基板にとり込むこともでき、高機能化、高速読み出しにもさらに効果を発揮する。半導体基板である単結晶基板114内に、n型領域であるソース、ドレイン102が形成され、p領域116上に絶縁層を介してゲート電極が形成されて、トランジスタ115が形成されている。

【0056】図12は、本発明によるX線撮像装置の他の実施形態である等価回路である。本実施形態では、センサセル121にリセットトランジスタ126を接続した。リセットトランジスタ(リセット薄膜トランジスタ)126の導入により、センサの残像を改善できる。電圧VRSを、VA-VTより若干大きく設定することにより、残像の改善されたX線センサとなった。なお、リセットトランジスタ126は、センサセル121の電位を一定期間固定する電位固定手段となる。

【0057】図22に、上記X線撮像装置のタイミング・チャートを示す。

【0058】 $\phi R1$ 、 $\phi R2\cdots$ 、 $\phi V1$ 、 $\phi V2$ 、…を ϕVR にそれぞれ同期して、センサ部をリセットする。 $\phi R1$ 、 $\phi R2$ のオフ時は、完全にオフ状態にしないで、リセットトランジスタ126のゲートにVBの電圧を与えておくと、センサ部に強力な入力X線が入り、蓄積容量122(容量値C₁)に大きな電荷Q_{Lange}が蓄積されたとき、 $V_{Lange} = Q_{Lange} / C_1$ は、 $V_B - V_{TH}$ より大きくならない。これにより、スイッチ・トランジスタ124に過大な電圧がかからないようにできる。過大な電圧とは、例えば、図3(C)で示したトランジスタ124のV_{max}より大きな電圧であり、V_{max}以上の電圧が蓄積容量C(122)に蓄積されると、トランジスタ124の出力

側にキャリアが流れ出し、画像に大きな影響がでる。CDなどで、ブルーミングとよばれているような画像への影響をなくすことができる。

【0059】図13は、蓄積容量をリセットするリセットスイッチ127を、各蓄積容量に設けた例を示す図である。

【0060】スイッチトランジスタ127の動作を、図12のセンサのトランジスタ126と同様の動作とする、同様にオフ時にVBの電圧を与えておくと、蓄積容量122(容量値C₁)は、VB-V_{TH}以上の電圧にならない様にできる。読み出しトランジスタ124からの蓄積容量122のキャリアのオーバーフローを防止することにより、縦方向画像の特性を改善することができた。

【0061】X線光量が十分に小さいときは、オフ時の電圧は完全なオフ電位でよい。

【0062】この機能により、過大X線入力が入った場合の保護機能をもたすことができる。スイッチトランジスタ127は、リセット・スイッチとキャリアオーバーフロー防止の保護回路との二つの機能をもたせることができる。

【0063】図14は、トランジスタ126、127を同時に設けた実施形態を示す図である。

【0064】V_Bは、V_Aより若干大きいか、同じ程度にすると($(V_A - V_{TH126}) \approx (V_B - V_{TH128})$)、センサの最大蓄積電荷は、

$$Q_{max} = (V_A - V_{TH126} - V_V) C_1$$

である。

【0065】V_A、V_B、V_Rを変えることにより、Q_{max}を容易に変えることができる。かつ、スイッチトランジスタ124のソース・ゲート耐電圧($V_{S-G_{max}}$)がソースードレイン間の耐電圧($V_{S-D_{max}}$)の小さい方より、V_Bを設定すれば、スイッチ・トランジスタの電圧破壊の保護もできる。

【0066】図15は、各セルに、ソースフォロアを有し、すなわち、各セルにアンプを有しているため、信号増幅ができ、感度向上を図ることができる。各セルには、選択用のトランジスタ128、アンプとなるトランジスタ129を有し、ソースフォロアを構成している。

【0067】図16、図17及び図18は、図12、図13及び図14の構成の単位セルに、それぞれ、図15のソースフォロアを設けたものである。図16、図18では、リセットトランジスタ126をそれぞれ設けることで、残像改善を行なっている。

【0068】図19は、固定パターンノイズを除去するために、出力系を2系統設けた実施形態である。図19において、 ϕVR をオンすることにより、セルおよび容量Cをリセットした後、セルから、センサリセット後の雑音(N)を、トランジスタ131を介して、蓄積容量C_Nに蓄積する。その後、セルに信号(S)が蓄積され

た後、同セルから、雑音成分を含む信号（S+N）を、トランジスタ132を介して読み出して蓄積容量C_Sに蓄積する。その後、蓄積容量C_N、C_Sの両方から、トランジスタ135、136をオンし、雑音と雑音成分を含む信号を読み出し、減算アンプ137により、雑音成分を含む信号（S+N）から雑音成分（N）をさし引いて信号（S）を出力する（V_{out}）。133、134は、蓄積容量C_N、C_Sをリセットするトランジスタである。セルをリセットする前に容量C_NとC_Sは、φHRによりトランジスタ135、136をオンし、リセットしておく。

【0069】次に、本発明の別のX線撮像装置の一例について説明する。

【0070】図25は、本発明によるX線センサの概略的断面図である。

【0071】図25において、図1と同じ参照番号の部材は、図1で説明したものと同じであるので、その詳細についての説明は省略する。図25に示されるX線センサは、図1で説明したように、センシング部100に照射されたX線から、電子一正孔対を生成し、一方のキャリアを蓄積し、画像情報を担う電気信号として読み出す。

【0072】X線センシング部100は、上述したように、GaAs、GaP、Siなどの半導体を用いて構成され、n⁺層310、p⁻層（i層）320、p⁺層330を有する。これら層は、空乏層がn⁺層310とp⁻層320の界面から広がるpinダイオードを形成する。p⁺層330上、つまり、X線入射側には、金属層31、32が形成され、n⁺層310下、つまり、X線入射側と反対側、ここでは読み出し部200側に形成された金属層11、12を有する。金属層12は、前述したようにバリアメタルである。X線センシング部100は、上述のように、単結晶半導体基板を利用して形成することができる。

【0073】図示されるように、本例は、X線センシング部100のダイオードの接続方向が異なっている点が、図1及び図2に示される例と異なっている。

【0074】読み出し部200は、絶縁基板1上に回路を構成するn型薄膜トランジスタ220を有し、n型薄膜トランジスタ2は、ゲート221、n+ソース、n+ドレイン222、低不純物濃度の半導体活性層223、ソース、ドレインと接続される金属配線230を有する。薄膜トランジスタ220は、保護膜113で覆われている。前述したように、薄膜トランジスタの半導体材料としては、アモルファスシリコン、ポリシリコン、マイクロクリスタルシリコン等の非単結晶材料が好適に使用される。図1と同様、図25では図示されていないが、読み出し部200には、蓄積容量となるキャパシタンスが形成されている。

【0075】図26に、図25に示されたX線センサを

有するX線撮像装置の概略的等価回路を示す。図2に示される参照番号と同じ部材は、図2に示されたものと同じであるので、その詳細な説明は省略する。

【0076】図26においては、単位セルは、X線センサセル121、蓄積容量122、X線センサセル121からの信号を蓄積容量122に転送する第1のn型の薄膜トランジスタ（TFT）123、蓄積容量122から信号を読み出す第2のn型の薄膜トランジスタ（TFT）124を有する。

【0077】図26では、ダイオードとして図示されているX線センサセル121の極性が図2に示される等価回路図と異なっている。

【0078】水平走査回路（シフトレジスター等）120により、行ごとに各単位セルの第2の薄膜トランジスタ124が選択されて、各単位セルの蓄積容量122から出力線125に信号が読み出され、この信号が、出力線125に接続されるアンプ140を介して出力回路130に入力され、出力回路130によって、列ごとに順次出力される。各信号線に増幅器（140：アンプ）を接続することは、ガラス基板上に形成された大型の回路基板（たとえば、20cm×20cmや43cm×43cmの大きさ）の放射線撮像装置では、放射線撮像装置の電荷蓄積容量の容量値（通常0.5~3pF程度）に比べて、出力線の配線クロス部及び薄膜トランジスタのゲートと出力線とつながっているソース間の容量等からなる寄生容量値が、数十pFから100pF程度になって大きいので、信号対雑音比を十分とするために効果的である。各蓄積容量122と各出力線125は、出力線リセットトランジスタ150により、トランジスタ124を介して電位V_vに設定される。出力回路130は、例えば出力線ごとに設けられたサンプリング蓄積容量160と、このサンプリング蓄積容量と共に出力線と接続するトランジスタ170を有する。（図35の概略的回路図参照）この出力回路30では、転送パルスφTにより、出力線からの電気信号をサンプリング蓄積容量160に順次蓄積し、シフトレジスタのような走査回路195からφH1、φH2、…のタイミングパルスが回路中のトランジスタ180に順次入力されてトランジスタ180が順次オンして、サンプリング蓄積容量160から列ごとに信号が共通出力線に接続されたバッファアンプ190に読み出されて出力（V_{out}）される。

【0079】図27は、図26に示されるX線撮像装置を駆動するためのタイミングチャートの一例である。

【0080】トランジスタ123のゲートに与える電圧を一定電圧（電圧VA）とする。蓄積容量122と出力線125のリセットのために、φV_RをV_Rとして、リセット電位V_vに接続された出力線リセットトランジスタ150をオンとし、同時に、φV₁をオンとする（リセットモード）。その後、φV_R、φV₁をオフにして、X線センサセル121は、蓄積モードにはいる。次に、水平走

査回路 120 で ϕV_1 にパルスを加え、蓄積容量 122 に蓄積された信号を、各出力線 125 に読み出す（読み出しモード）。その後、転送パルスにより、サンプリング蓄積容量（不図示）に一括で電荷を転送した後、各水平走査を $\phi H1$ 、 $\phi H2 \dots$ と行なうことにより、サンプリング蓄積容量から順次出力（Vout）がされる。蓄積電荷が出力線 125 に転送された後は、又再びリセットモードに戻る。

【0081】上記したサイクルは、各水平ラインに対して同様に行い、順次情報を読み出してゆく。

【0082】なお、読み出しモードの ϕV_i ($i = 1, 2, 3 \dots$) がオンされる直前に読み出し手段であるトランジスタ 124 をオフした状態（ ϕV_i をオフ状態）で、リセット手段であるトランジスタ 150 をオンした状態（ ΦV_R をオン状態）にすることにより、出力線のみのリセットをさらに行っても良い。この場合、他の動作は、図 27 に示したものと同様に行なえば良い。この動作により、一部の撮像装置の撮影領域に強い放射線が入射したとき、蓄積容量からスイッチ 124 を介して出力線に電荷がもれて、他のセル読み出し時に影響する現象（CCD 等でブルーミングと呼ばれている現象）を防止することが出来る。

【0083】図 25 の X 線センサにおいて、X 線を検出する部分の p^+ 層 330、 n^+ 層 310 のところは、放射線の不感帯となる。空乏層中で X 線のキャリアへの変換が有効に行われる。

【0084】薄膜トランジスタ 123 に一定電圧 VA を常に加えることにより、センサセル 121 のもう一方の電極は、常に VA - VT になっている。そのため、センサセル 121 は、常に一定の電圧印加され、空乏層の厚みも変化なく、安定な動作が可能である。

【0085】図 28 は、本発明の別の X 線センサの一例を示す概略的断面図である。図示されるように、本例は、図 24 に示される X 線センサの X 線センシング部 100 の極性が異なっている例であり、 p^- 型あるいは i 型の単結晶の半導体を高抵抗 X 線検出部として使う例を示している。単結晶高抵抗部（ここでは p^- 領域）320 の材料として、高抵抗を有すること ($> 10^7 \Omega \text{ cm}$)、暗電流（バンドギャップ $\sim 1.5 \text{ eV}$ ）が小さいこと、大口径ウエハ（6インチ）ができることなどから、GaAs を利用することが望ましい。310 は n^+ 層、330 は p^+ 領域である。

【0086】図 29 は、本発明の、他の X 線センサの一例を示す概略的断面図である。

【0087】本例は、図 29 に示される X 線センサの、X 線センシング部 100 の極性が異なっている例であり、 p^- 型あるいは i 型の単結晶の半導体（図では p^- 領域）を高抵抗 X 線検出部として使う例を示している。ここでは、 n^+ 層 310 の周辺に、 n^+ より低い濃度の n 領域 3500（ガード領域となる）を設けることによ

り、X 線検出器に高電圧印加をする場合の、周辺の急峻な電界の緩和を図り、 $p-n$ 接合の耐圧を改善している。

【0088】図 30 は、本発明の、さらに他の X 線センサの一例を示す概略的断面図である。

【0089】本例は、図 29 に示される X 線センサの、X 線センシング部 100 の極性が異なっている例であり、 p^- 型あるいは i 型の単結晶の半導体（図では p^- 領域 320）を高抵抗 X 線検出部として使う例を示している。ここでは、上部 p^+ 領域 330 を分離したものであり、解像度を改良するのに効果がある。33 は、 p^+ 領域 30 を分離する絶縁膜である。

【0090】図 30 で、 p^- 領域 320 を反対導電型 n^- にすると、空乏層は表面側から広がり、確実に X 線入射の多い所で、空乏層があるため、感度、解像度が安定する。ただし、空乏層は p^+ と n^+ の間、 n^- 領域全厚みに広がっていることが求められる。

【0091】図 31 は、本発明の、さらに他の実施形態による X 線センサの概略的断面図である。

【0092】図 31 は、図 28 に示される X 線センサの下側基板を、単結晶基板にした例であり、図 11 の X 線センサとは、X 線センシング部 100 の極性を異ならした場合の例である。ここでは、単結晶基板 114 を用いることで、周辺回路も下側基板にとり込むこともでき、高機能化、高速読み出しにも、さらに効果を發揮する。 p 領域 116 上にゲート電極を形成することで、トランジスタ 115 が形成されている。

【0093】図 32 は、他の X 線センサの一例を説明するための概略的断面図である。図 32 には、図 31 に示される X 線センサにおいて、 n^+ 領域 310 の周り全体に、 n^+ 領域 310 より不純物密度の低い n 型領域 311 を設けている。このような構成とすることにより、 $p-n$ 接合での n^+ 領域 310 の周辺電界の低減により、 $p-n$ 接合の耐圧改善と空乏層領域中での暗電流の低減を図ることができる。

【0094】図 33 は、本発明による X 線撮像装置の、他の例を説明するための概略的等価回路図である。本例では、図 12 に示される概略的等価回路図におけるセンサセル 121 の極性を逆にした例が示されている。

【0095】図 34 は、上記 X 線撮像装置を駆動の一例を説明するためのタイミング・チャートである。

【0096】 ϕR_1 、 $\phi R_2 \dots$ 、 ϕV_1 、 $\phi V_2 \dots$ を ϕV_R にそれぞれ同期して、トランジスタ 124、126、130 を駆動し、センサセル（センサ部）121 をリセットする。 ϕR_1 、 ϕR_2 のオフ時は、リセットトランジスタ 126 を完全にオフ状態にしないで、リセットトランジスタ 126 のゲートに V_B の電圧を与えておくと、センサ部に強力な入力 X 線が入り、蓄積容量 122（容量値 C_1 ）に大きな電荷 Q_{Lange} が蓄積されたとき、 $V_{Lange} = Q_{Lange} / C_1$ は、 $V_B - V_{TH}$ より大きくならない。これにより、トランジスタ 124 に過大な

電圧がかかる様にできる。過大な電圧とは、例えば図3 (C) で示した薄膜トランジスタ124のV_{max}より大きな電圧であり、V_{max}以上の電圧が蓄積容量

(C) 122に蓄積されると、トランジスタ124の出力側にキャリアが流れ出し、画像に大きな影響ができる。このように、トランジスタ126の駆動を制御することで、CCDなどでブルーミングとよばれているような画像への影響をなくすことができる。

【0097】もちろん、X線センシング部100の極性を変えた場合であっても、図13乃至図19に示されるような概略的等価回路図において、X線センシング部の極性を逆にすることによって、同様にそれら回路が適用できることは言うまでもない。

【0098】図35は、出力回路の1実施形態である。トランジスタ170により、各ラインからの出力をアンプ140を介して容量160に転送パルスφTにより同時に転送後、シフトレジスタ195から順次パルスがトランジスタ180に出力されてアンプ190を介してV_{out}の出力がなされる。図27、図34の転送パルスは、φTを示している。

【0099】図20は、絶縁性基板上に形成された読み出し回路等を形成した基板200の上に、複数枚のX線センシング部100を組み合わせることにより、大画面の放射線撮像装置を作製した一例を示す模式的斜視図である。図中1500、1600はそれぞれ駆動回路、出力回路を示し、回路基板部である読み出し部200上に設置される。読み出し部200の基板1としてガラス基板を用いることで、撮像装置を大型化できる。

【0100】図21は、本発明の撮像装置を用いた医療用診断機器の一例を示す模式図である。

【0101】図21において、1001はX線発生源となるX線管、1002はX線通過の開閉制御を行うX線シャッター、1003は照射筒又は可動絞り、1004は被写体、1005は本発明を用いた放射線検出器、1006は放射線検出器1005からの信号をデータ処理するデータ処理装置である。1007はコンピュータであり、データ処理装置1006からの信号に基づいて、X線画像等をCRT等のディスプレイ1009に表示したり、カメラ制御器1010、X線制御器1011及びコンデンサ式高電圧発生器1012を介して、X線管1001を制御してX線発生量の制御を行う。

【0102】

【発明の効果】以上説明した本発明によれば、次の効果を得ることができる。

(1) 高電圧の印加される放射線検出部の印加電界を一定に保つことにより、センサの読み取り感度の直線性を保つことができる。pn接合構造X線検出部において、印加電圧一定で空乏層の厚みを一定にできることにより、量子効率を高いまま一定にできる。中性領域は検出不感帯となる。導電度変調型も電界を一定にすることに

より、電荷発生率を一定にすことができ直接性を一定にできる。

(2) 放射線の過大入力時に、センサのスイッチを介してのキャリア・オーバーフローを防止することができる。

(3) 残像を少なくすることができます。

(4) 高感度とすることができます。

(5) 絶縁基板上の読み出し回路と放射線検出部を積層することで、開口率高く、且つ薄膜トランジスタにより、雑音低く高S/Nで動画対応できる特性が得られ、信頼性の高い放射線撮像装置が得られる。

(6) 絶縁性基板上の非単結晶半導体の薄膜トランジスタを使うことで、絶縁性基板をベースにして大型面積放射線撮像装置が得られる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の放射線撮像装置の一例を示すX線センサの概略的断面図である。

【図2】本発明の放射線撮像装置の一例を示す概略的等価回路図である。

【図3】図3(A)、図3(B)、図3(C)及び図3(D)は、放射線撮像装置の単位セルの一例を示す概略的等価回路図(図3(A))及びその動作の一例を示すポテンシャル図(図3(B)、図3(C)及び図3(D))である。

【図4】放射線撮像装置の動作の一例を示すタイミングチャートである。

【図5】SiとGeのX線エネルギーと吸収割合との一例を示す特性図である。

【図6】半導体の材料の放射線によるキャリアの生成をするために必要なエネルギーの一例を示す特性図である。

【図7】Siにおけるn⁺型領域あるいはp型領域の抵抗率をパラメータとした、印加電圧と空乏層の厚さとの関係の一例を示す特性図である。

【図8】TiBr、CsI及びSeのX線吸収特性の一例を示す図である。

【図9】本発明の放射線撮像装置の一例を示すX線センサの概略的断面図である。

【図10】本発明の放射線撮像装置の一例を示すX線センサの概略的断面図である。

【図11】本発明の放射線撮像装置の一例を示すX線センサの概略的断面図である。

【図12】本発明の放射線撮像装置の一例を示す概略的等価断面図である。

【図13】本発明の単位セルの一例を示す等価回路図である。

【図14】本発明の単位セルの一例を示す等価回路図である。

【図15】本発明の放射線撮像装置の一例を示す概略的等価回路図である。

【図16】本発明の単位セルの一例を示す等価回路図である。

【図17】本発明の単位セルの一例を示す等価回路図である。

【図18】本発明の単位セルの一例を示す等価回路図である。

【図19】本発明の放射線撮像装置の一例を示す概略的等価回路図である。

【図20】X線撮像装置の一構成例を示す模式的斜視図である。

【図21】本発明の放射線撮像装置を用いた医療用診断機器に代表される非破壊検査装置の一例を示す模式的構成図である。

【図22】放射線撮像装置の動作の一例を示すタイミングチャートである。

【図23】図23(A)は、放射線撮像装置の一構成例を示す模式的平面図であり、図23(B)は、図23(A)のX-X'における模式的断面図である。

【図24】単結晶の半導体を高抵抗X線検出部として使う場合を示す概略的断面図である。

【図25】本発明の放射線撮像装置の一例を示すX線センサの概略的断面図である。

【図26】本発明の放射線撮像装置の一例を示す概略的等価回路図である。

【図27】放射線撮像装置の動作の一例を示すタイミングチャートである。

【図28】本発明の放射線撮像装置の一例を示すX線センサの概略的断面図である。

【図29】本発明の放射線撮像装置の一例を示すX線センサの概略的断面図である。

【図30】本発明の放射線撮像装置の一例を示すX線センサの概略的断面図である。

【図31】本発明の放射線撮像装置の一例を示すX線センサの概略的断面図である。

【図32】本発明の放射線撮像装置の一例を示すX線セ

ンサの概略的断面図である。

【図33】本発明の放射線撮像装置の一例を示す概略的等価回路図である。

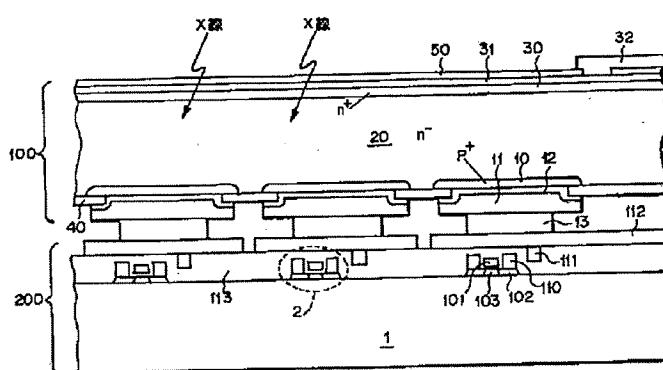
【図34】放射線撮像装置の動作の一例を示すタイミングチャートである。

【図35】出力回路の一例を示す概略的回路図である。

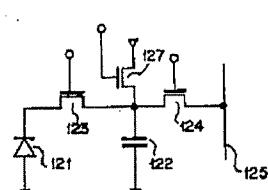
【符号の説明】

1	絶縁基板
2	トランジスタ
10	p+層
20	i層
30	n+層
31、32	金属層
11、12	金属層
13	バンプ金属
40、50	保護膜
101	ゲート
102	ソース、ドレイン
103	活性層
110	金属配線
111	A1層
112	金層層
113	保護膜
120	水平走査回路
121	X線センサセル
122	蓄積容量
123	第1のトランジスタ
124	第2のトランジスタ
125	出力線
130	出力回路
140	アンプ
150	出力線リセットトランジスタ
100	X線センシング部
200	読み出し部

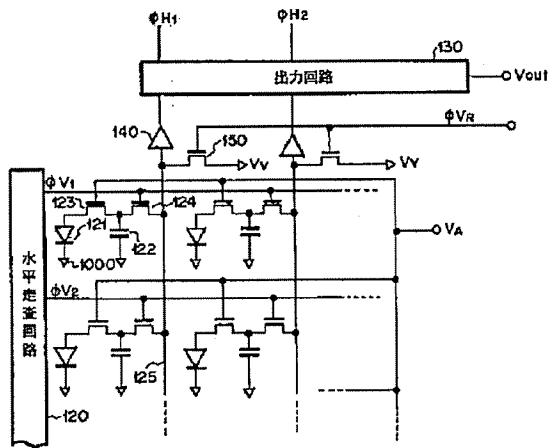
【図1】



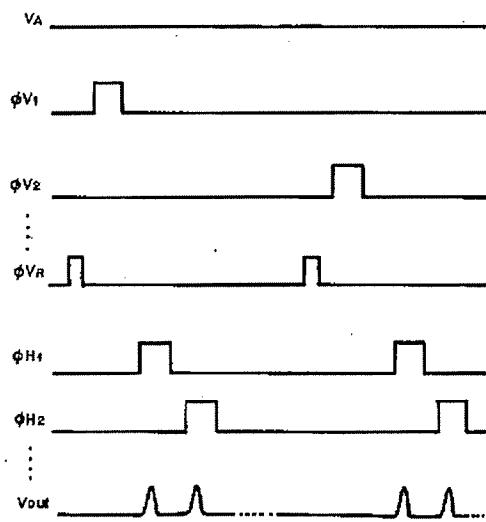
【図13】



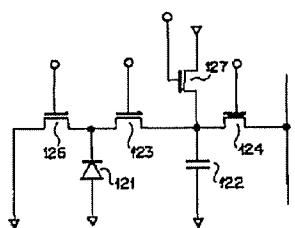
【図 2】



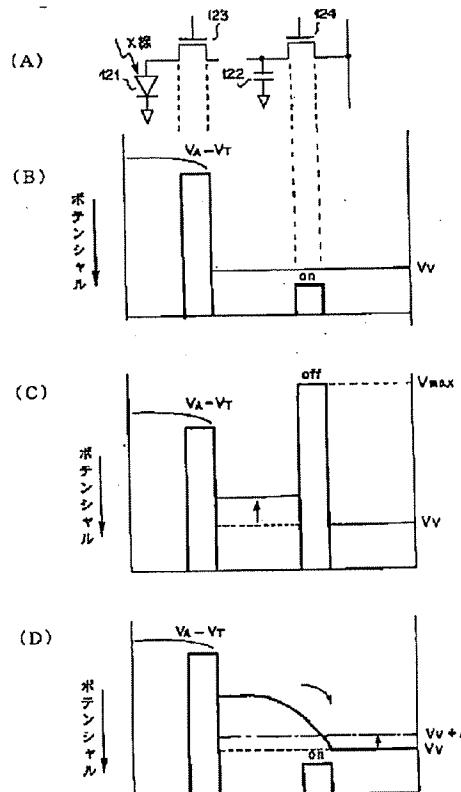
【図 4】



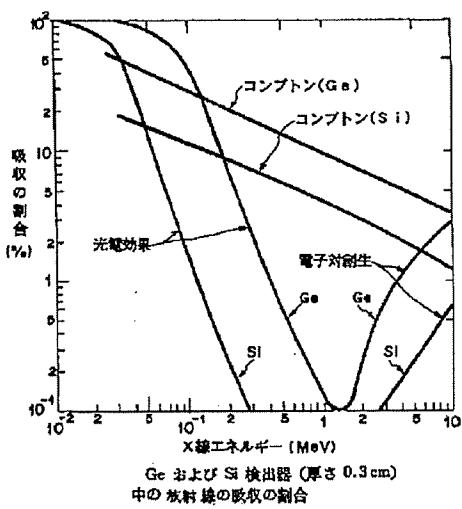
【図 14】



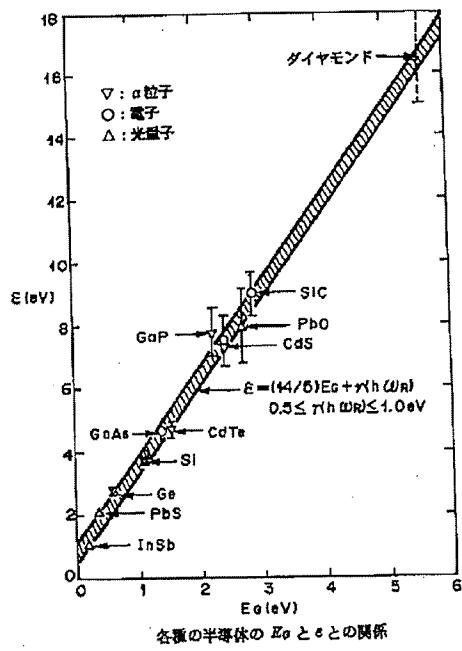
【図 3】



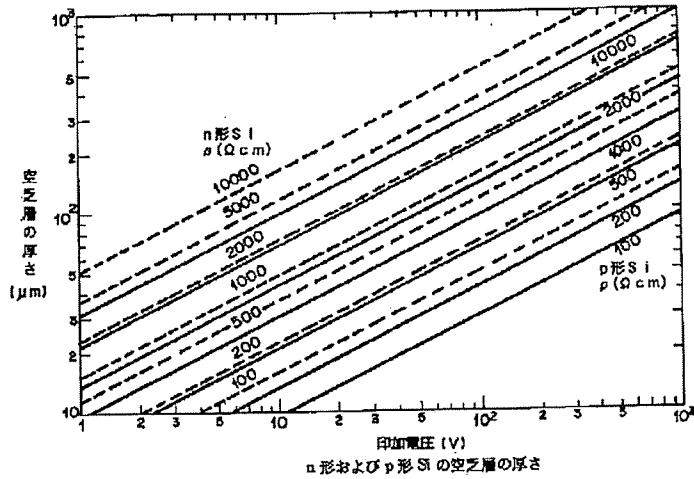
【図 5】



【図 6】

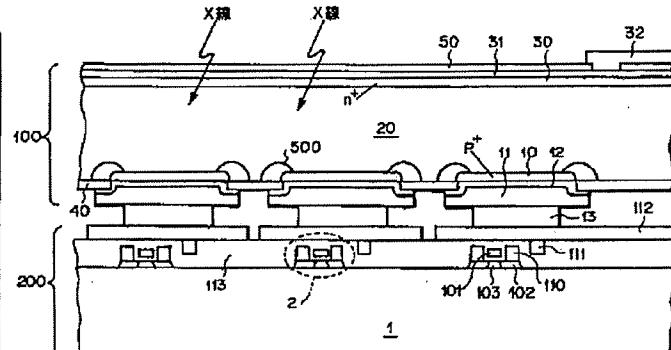
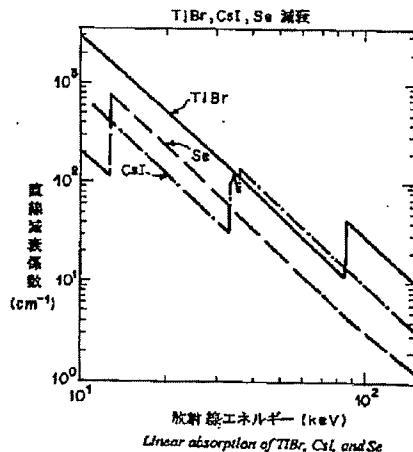


【図 7】



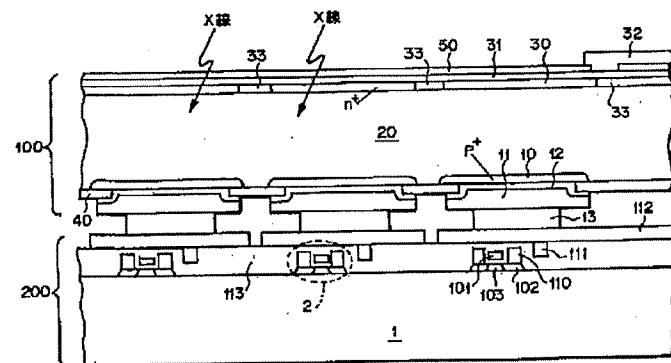
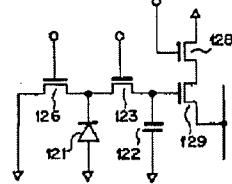
【図 8】

【図 9】

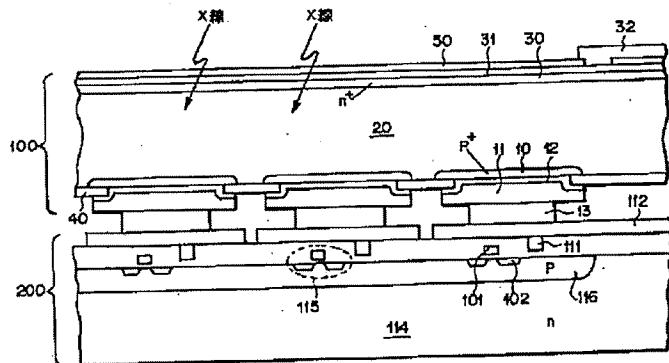


【図 10】

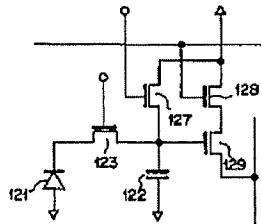
【図 16】



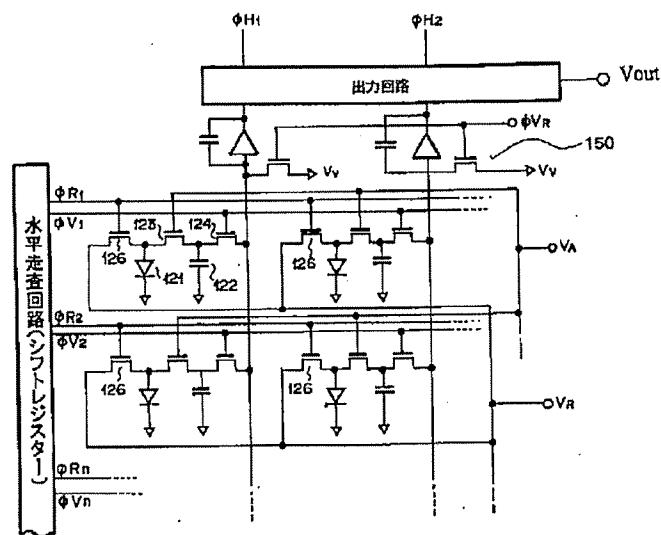
【図11】



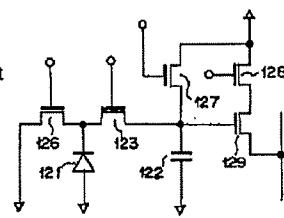
【図17】



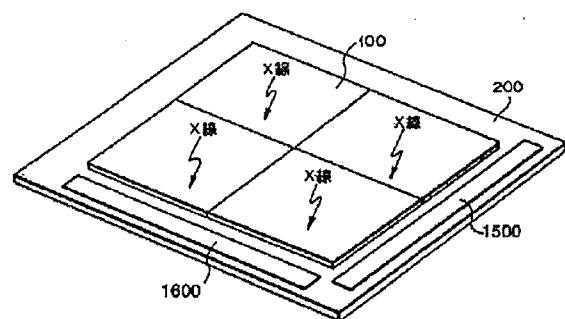
【図12】



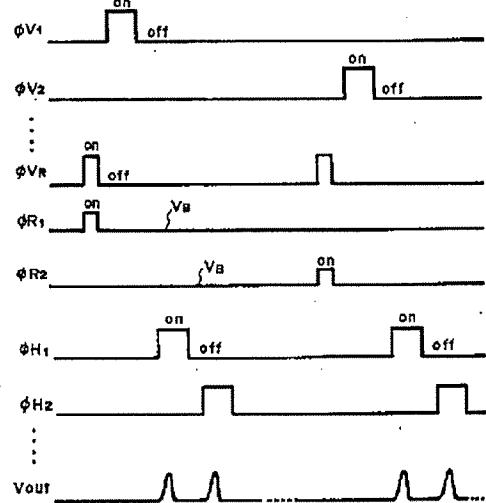
【図18】



【図20】

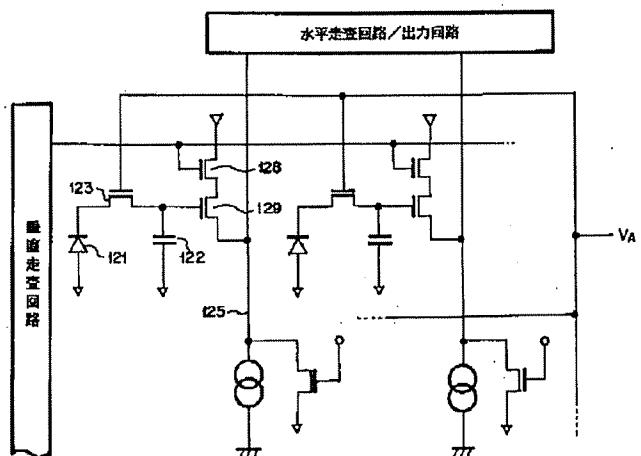


【図22】

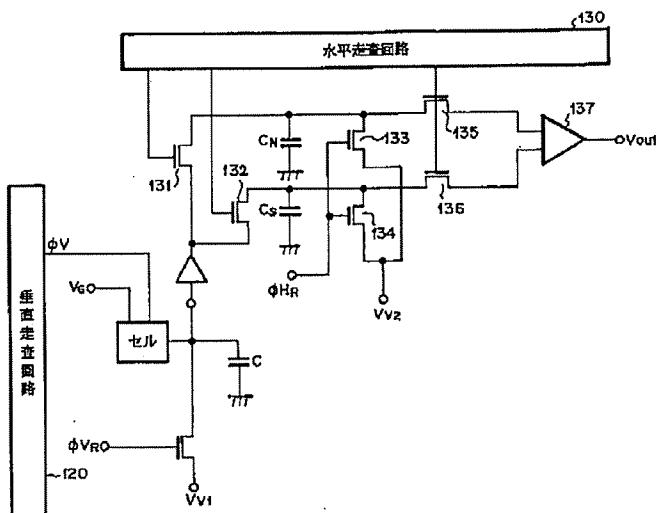
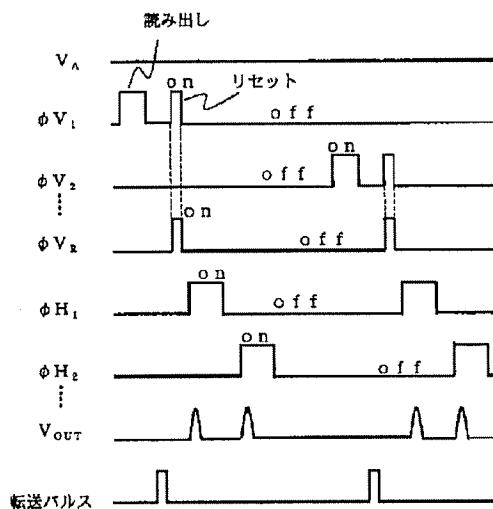


【図15】

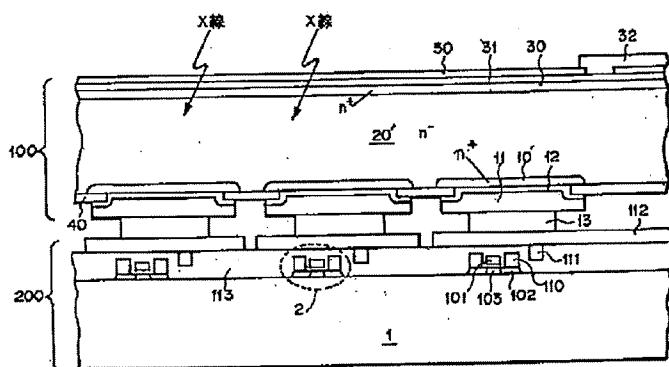
【図27】



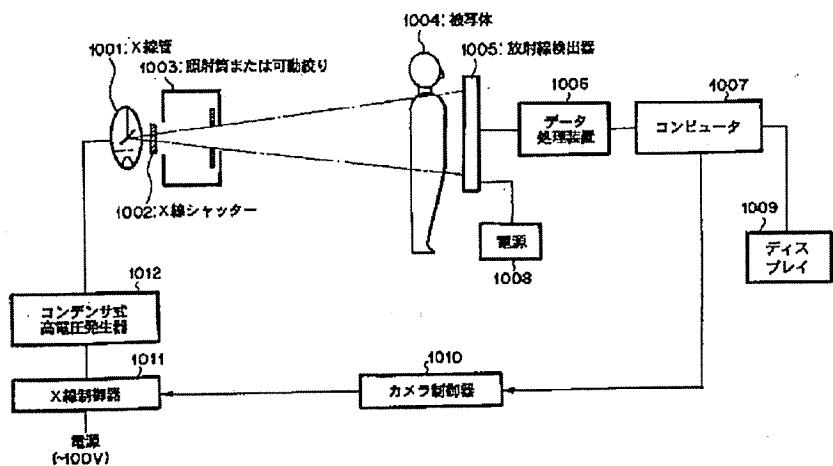
【図19】



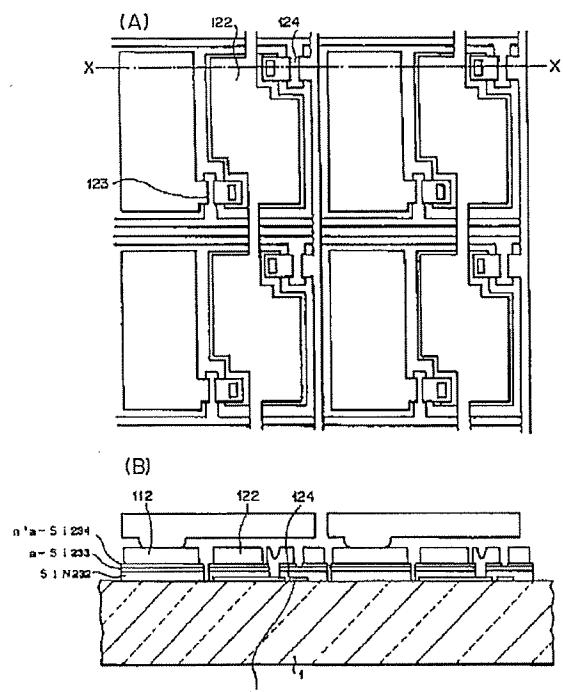
【図24】



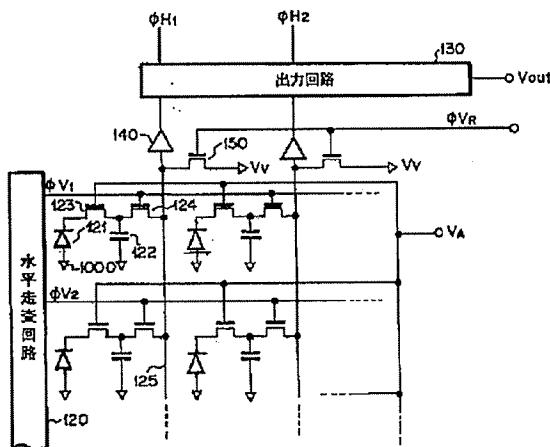
【図 2 1】



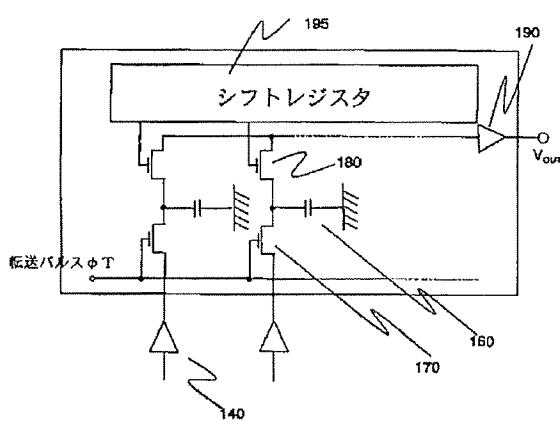
【図 2 3】



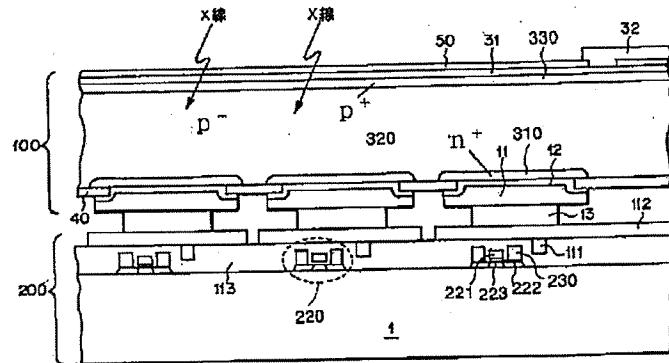
【図 2 6】



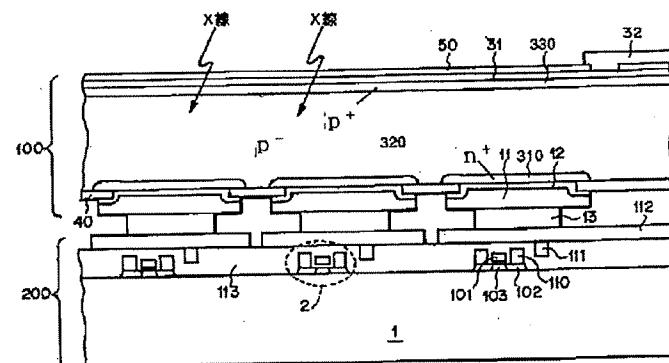
【図 3 5】



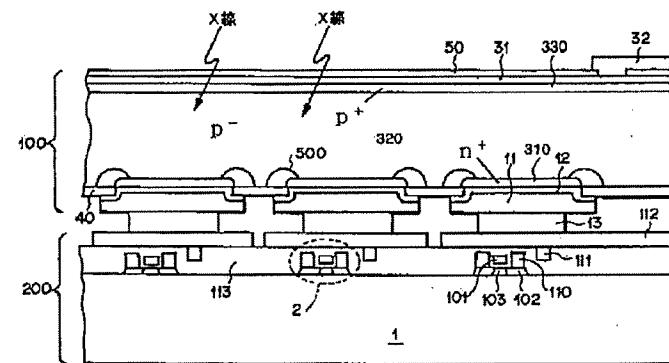
【図25】



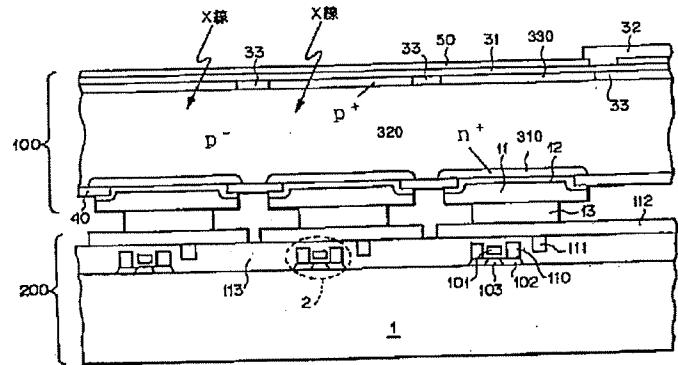
【図28】



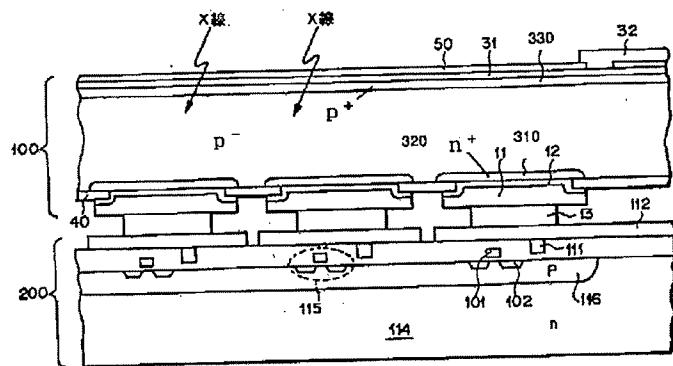
【図29】



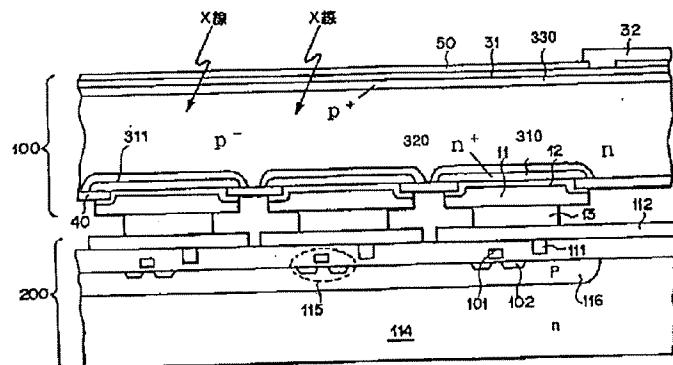
【図30】



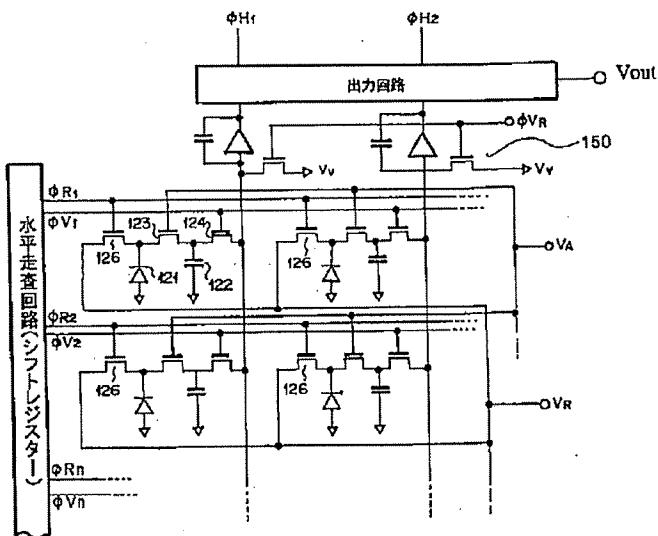
【図31】



【図32】



【図33】



【図34】

